

51

Int. Cl.:

A 61 f, 1/00

BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES PATENTAMT



52

Deutsche Kl.:

30 d, 1/01

53

54

55

56

57

Offenlegungsschrift 2 404 214

Aktenzeichen: P 24 04 214.6

Anmeldetag: 29. Januar 1974

Offenlegungstag: 1. August 1974

Ausstellungspriorität: —

58

59

60

61

Unionspriorität:

Datum: 31. Januar 1973

Land: Frankreich

Aktenzeichen: 7303415

62

Bezeichnung:

Knochenprothese

63

Zusatz zu:

64

Ausscheidung aus:

65

Anmelder:

Comptoir Lyon-Alemand - Louyot, Paris

Vertreter gem. § 16 PatG:

Jackisch, W., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 7000 Stuttgart

66

Als Erfinder benannt:

Lacroix, Roger, Suresnes (Frankreich)

DT 2 404 214

Patentanwalt
Dipl.-Ing. Walter Jackisch
7 Stuttgart N. Merzstraße 40

S. A. COMPTOIR LYON-ALFMAND-LOUYOT

13 rue de Montmorency
75003 PARIS
Frankreich

2404214

A 34 054

den

29. Jan. 1974

Knochenprothese

Die Erfindung betrifft einen zusammengesetzten, porösen Metallkörper zur Verwendung als Knochenprothese sowie ein zu seiner Herstellung geeignetes Verfahren.

Derartige Metallkörper werden als Implantate bezeichnet.

Es ist bekannt, bestimmte Arten derartiger Implantate aus Titan, Tantal, Legierungen auf der Grundlage von Kobalt und insbesondere einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung herzustellen, die unter dem Handelsnamen Vitallium bekannt ist. Eine wesentliche Schwierigkeit liegt dabei in der Befestigung des Implantats in der Knochensubstanz.

Die folgenden vier Lösungsmöglichkeiten sind hierfür vorgeschlagen worden:

1. eine Verankerungsvorrichtung oder einen Teil der Prothese selbst in den Markkanal des Knochens unter Zwang zu führen. Diese Lösungsmöglichkeit weist verschiedene Nachteile auf, welche dazu geführt haben, daß sie in der Praxis aufgegeben wurde;
- a die effektive Berührungsfläche zwischen dem Knochen und dem Implantat ist gering; die Verbindung ist daher wenig fest.
- b Die radiale Beanspruchung des Knochens kann zu Bruchbildungen im Knochen führen. Diese Radialspannungen sind in wenigen Berührungspunkten konzentriert, da es außerordentlich schwierig ist, den Metallkörperteil der Form des zur Einpflanzung vorgesehenen Kanals genau anzupassen.
- c Der Knochen, der unter ständiger Spannung steht, neigt zu spannungsabbauenden Formänderungen. Diese Formänderungen werden durch das Fließvermögen der Knochensubstanz ermöglicht, die allmählich ausweicht und allmählichen biologischen Veränderungen unterworfen ist. Als Ergebnis kommt nach mehr oder weniger langer Zeit das Implantat vom Knochen frei.

2404214

2. Befestigung des Implantates im Knochen mit Hilfe von Schrauben oder Spangen. Die klinische Erfahrung zeigt, daß eine solche Befestigung im Laufe der Zeit ihre Festigkeit verliert, wofür wahrscheinlich die oben geschilderten allmählichen Veränderungen des Knochens ursächlich sind.

3. Befestigung des Implantates durch ein bildsames Methakrylharn, welches durch Polymerisation aushärtet. Der Metallkörper ist mit Fortsätzen versehen, welche in natürliche oder künstliche Hohlräume des Knochens eingeführt werden. Diese Hohlräume können mit dem Kunstharz ausgefüllt werden. Dieses sichert nach seiner Aushärtung die gewünschte Halterung im Knochen.

Diese Technik wird häufig angewandt. Sie hat einen großen Fortschritt gebracht bei der Wiederherstellung der Halspartien von gebrochenen Schenkelknochen und Hüftgelenken, die durch Arthrose in Mitleidenschaft gezogen sind. Jedoch wird das Methakrylharn nicht immer vom Organismus in vollkommener Weise angenommen und ist häufig unverträglich, so daß die Prothese entfernt werden muß, ohne daß Abhilfe möglich ist.

4. Eine in Frankreich kürzlich vorgeschlagene Methode sieht die Verwendung von porösen metallischen Implantaten oder von zusammengesetzten metallischen Implantaten vor, welche einen dichten, festen Metallkern und einen porösen Mantel aufweisen, der an der Oberfläche des Kerns befestigt ist und ihn wenigstens teilweise bedeckt. Die Poren sind zum überwiegenden Teil offen, so daß der Poreninnenraum mit der Umgebung in Verbindung steht. Wenn das Implantat mit der Knochensubstanz in Berührung kommt, so wächst diese in die Poren hinein. Dadurch wird nach wenigen Wochen eine wirksame biologische Verankerung des Implantates erreicht.

Der poröse Körper oder Mantel besteht aus kleinen, einzelnen aneinandergeschweißten Metallpartikeln, von denen bestimmte auch am Kern angeschweißt sind. Diese Schweißstellen nehmen nur begrenzte Flächen ein, derart, daß zwischen den Partikeln freier Raum verbleibt, welcher die gewünschte Porosität gewährleistet. Die Partikel können zylindrisch oder kugelförmig sein.

Die zylindrischen Partikel sind aus Teilstücken eines gezogenen Drahtes geringen Durchmessers gebildet. Die kugelförmigen Partikel können durch die bekannte Zerstäubungstechnik gewonnen werden. Nun ist aber Titan wie auch Tantal ein Metall, welches bei hohen Temperaturen außerordentlich

409831/0400

2404214

reaktionsfreudig ist, so daß seine Zerstäubung Schwierigkeiten aufwirft, welche nur durch besondere Maßnahmen in teuren Einrichtungen, die schwierig zu handhaben sind, überwunden werden können. Das Ziehen von feinen Drähten aus Vitallium bereitet praktisch unüberwindliche Schwierigkeiten.

Überdies ist die Berührung zwischen den kugelförmigen oder zylindrischen Partikeln vor dem Schweißvorgang auf einen Punkt oder eine Linie beschränkt. Daher ist es erforderlich, daß der Schweißvorgang zu einer wesentlichen Vergrößerung der Berührungsfläche führt, wenn zerkleinerte Fasern oder Pulver benützt wird. Ein solches Verschweißen kann nur durch Sinterung erreicht werden, also durch eine thermische Behandlung bei erhöhten Temperaturen, beispielsweise 1200°C bei Vitallium oder 1100°C bei Titan. Bei diesen Temperaturen treten Diffusionserscheinungen in der festen Phase auf und führen zu einer Verbindung der sich berührenden Partikel durch von den Berührungspunkten ausgehende Vergrößerung der Verbindungsflächen. Diese Vorgänge laufen langsam ab und verlangsamen sich weiter, wenn die Berührungsflächen wachsen. Diese für die Praxis untragbar langen Behandlungszeiten müssen berücksichtigt werden, wenn versucht werden soll, Berührungsflächen der Kugelteilchen mit dem Kern zu erhalten, die beispielsweise einem großen Kreis dieser Kugeln entsprechen. Wie in übrigen alle Mikrophotographien des porösen oder zusammengesetzten Körpers zeigen, sind die Verbindungsflächen zwischen den Partikeln oder zwischen den Partikeln und dem Kern sehr klein, so daß nur eine geringe Festigkeit der entsprechenden Verbindung Knochen-Metall erwartet werden kann.

Der vorliegenden Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, einen Körper der eingangs genannten Art zu schaffen, der unter Vermeidung dieser Nachteile auf möglichst einfache Weise eine feste biologische Verbindung zwischen der Knochensubstanz und der Prothese gewährleistet.

Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe dadurch gelöst, daß der Körper aus einem dichten, festen Metallkern und einem auf der Oberfläche des Kernes angeschweißten porösen Mantel besteht, dessen Dicke zwischen 5 und 50% der Dicke des Kernes liegt und aus einer Mehrzahl aufeinanderliegender Schichten aus gelochtem Metallblech mit einer Dicke zwischen 0,05 und 0,5 Millimeter besteht, die derart aneinander geschweißt sind, daß die Durchbrüche in den Metallblechen sich wenigstens teilweise überdecken und im Inneren des porösen Mantels Kanäle mit einem Durchmesser von wenigstens über 50 Mikrometer

409831/0400

bilden.

Die Vorteile der erfindungsgemäßen Lösung gegenüber dem Stand der Technik werden nachstehend näher erläutert.

Zunächst ist wesentlich, daß das Metall der Partikel dasselbe ist wie dasjenige des Kernes. Andernfalls können elektrolytische Korrosionserscheinungen auftreten. In biologischen Flüssigkeiten, welche gelöst Ionen enthalten, würden die beiden unterschiedlichen Metalle ein galvanisches Element bilden.

Die Poren müssen offen sein und mikroskopisch kleine Kanäle bilden, in welche hinein die Knochensubstanz bis zum festen Kern wachsen kann. Geschlossene Poren, also solche Poren, welche nicht an der der Knochensubstanz zugänglichen Oberflächen münden, vermindern die Festigkeit der Verbindung zwischen der Knochensubstanz und dem Metall und sind somit so gut wie möglich zu vermeiden.

Damit die Knochenzellen in die Poren hineinwachsen können, ist es erforderlich, daß die Poren eine Öffnung von wenigstens 50 Mikrometern Durchmesser bieten. Lediglich die mechanische Festigkeit betreffende Überlegungen können eine Obergrenze für die Öffnungsweite der Poren bestimmen. Im Einzelfall können die Poren auch Durchmesser von sogar mehr als 400 Mikrometer aufweisen.

Gemäß den vorstehenden Überlegungen entspricht die Länge von geraden Kanälen, welche senkrecht zur Oberfläche des Kernes verlaufen, der Dicke der porösen Schicht. Diese Länge wird allgemein größer, wenn die Kanäle gewunden verlaufen.

Die Verbindung soll fest sein, und dieser Gesichtspunkt einer dauerhaften Festigkeit führt zur Bestimmung der optimalen Werte für die Dicke der porösen Schicht, der Form, der Abmessungen, der Anzahl und der Verteilung der Poren.

Bei ihrer Verwendung als Prothese sind die erfindungsgemäßen Implantate zwei Belastungsarten unterworfen, deren Richtungen aufeinander senkrecht stehen: Scherspannungen und Zugspannungen.

Die parallel zur Längsachse des Kernes verlaufenden Scherspannungen erzeugen Druckbeanspruchungen. Es ist erforderlich, daß diese Druckbeanspruchungen, die auf die Knochensubstanz ausgeübt werden, ^{in Inneren} der Knochensubstanz nicht zu schädlichen Formänderungen^{Führer} die vergleichbar wären mit denjenigen Formänderungen, welche dazu geführt haben, daß die Befestigung des Implantates durch Einführung in den Markkanal oder durch Spangen und Schrauben aufgegeben wurde. Es ist daher erforderlich, daß die Oberflächen, auf welche diese Druckbeanspruchungen unter einer gegebenen Kraft einwirken, ausreichend groß sind, so daß die entsprechenden Beanspruchungen gering bleiben. Folglich muß die Verbindungsoberfläche zwischen dem Metall und dem Knochen ebenso wie die Dicke der porösen Schicht ausreichend bemessen sein. Jedes Implantat stellt dabei einen Sonderfall dar. Die Abmessungen des Knochens und folglich der Prothese sind den auftretenden Spannungen und Belastungen angepaßt, wobei in der Praxis die Dicke des porösen Mantels zwischen 5 und 50%, vorzugsweise zwischen 10 und 25% des Durchmessers des Kernes liegen soll.

Die Verbindung des Knochens mit dem Metall kann Zugspannungen unterworfen sein, welche senkrecht zur Längsachse des Kernes verlaufen. In diesem Fall bietet der erfindungsgemäße poröse Mantel keinerlei Widerstand gegen eine Trennung der Knochensubstanz vom Metall, wenn die Kanäle im Inneren des porösen Mantels geradlinig und senkrecht zur Längsachse des Kernes verlaufen. Daher gewährleistet der poröse Mantel eine bessere Verbindung zwischen dem Knochen und dem Implantat, wenn die Kanäle gewunden verlaufen.

Der poröse Mantel wird von mehreren dünnen Metallblech-Schichten gebildet, welche zahlreiche Durchbrüche aufweisen und aneinander und am Kern angeschweißt sind. Die Durchbrüche oder Ausnehmungen der dünnen Metallbleche sind durch Perforierung (unter Entfernung von Werkstoff oder durch Drücken) oder durch Strecken hergestellt. Es kann auch durch Drahtweben hergestelltes Siebmaterial verwendet werden. Die Durchbrüche nehmen einen ausreichenden Flächenanteil an der Oberfläche jedes gelochten Bleches ein, so daß beim Übereinanderliegen der Bleche die Metallflächen des einen Bleches nicht die Ausnehmungen oder Durchbrüche des anderen Bleches verschließen. Im Gegenteil bilden die Durchbrüche durch ihre Anordnung übereinander gewundene Kanillarkanäle, welche von der Oberfläche des Kernes bis zur freien Oberfläche des zusammengesetzten Körpers verlaufen. Die perforierten Metallbleche müssen ausreichend biegsam und geschmeidig sein, damit sie sich den

Oberflächenformen des Kernes satt anschaulichen können.

Um die gewünschte Biegsamkeit zu erreichen, sollen die gewalzten Bleche als Ausgangsmaterial eine Dicke von weniger als etwa 0,5 Millimetern aufweisen. Im Falle von Titan ist es schwierig, durch Walzen zu Dicken von weniger als 0,05 Millimeter zu gelangen. Vorzugsweise wird daher eine Blechdicke von 0,1 bis 0,25mm gewählt.

Zur Erzielung der gewünschten Biegsamkeit und zur Erleichterung der Verformung des Metalles wird mit Vorteil angelassenes, spannungsfrei geglühtes Metall verwendet.

Die Ausnehmungen oder Durchbrüche sind durch ihre Form, ihre Abmessungen und ihre Verteilung bestimmt. Im allgemeinen liefern die Hersteller solcher Lochbleche diese Daten in Form von Zeichnungen; zusätzlich wird dabei auf die ^{der} Löcher entfallende Flächenanteil angegeben, der durch die Lichtdurchlässigkeit ausgedrückt ist.

Die Bruchfestigkeit muß vor allem in Höhe der Nahtstelle zwischen dem perforierten Metall und dem Kern betrachtet werden. Diese Festigkeit ist der Schweißfläche proportional. Die größten auf einen menschlichen Knochen eingebrachten Kräfte treten am Hals eines Schenkelknochens auf. Diese Kräfte werden auf das Sechsfache des Gewichtes des Menschen geschätzt und tragen somit maximal etwa 600 Kilogramm; diese Kräfte erzeugen in der schwächsten Zone des Halses des Schenkelknochens eine Maximalspannung in der Größenordnung von 3 kg/mm^2 . Die Bruchfestigkeit der benützten Metalle bzw. Legierungen liegen weit oberhalb dieses Wertes (im Falle von Titan bei 30 kg/mm^2), so daß in dieser Zone der Prothese ersichtlich kein Bruch auftreten kann.

Es ist weiterhin erforderlich, jede bleibende Verformung des Metalles zu vermeiden, mit anderen Worten Spannungen im Metall zu vermeiden, welche seine Elastizitätsgrenze erreichen. Im Fall von Titan liegt die Elastizitätsgrenze bei 20 kg/mm^2 . Die Schweißfläche muß daher oberhalb von

$$\frac{600 \text{ kg}}{20 \text{ kg/mm}^2} = 30 \text{ mm}^2$$

liegen. Wenn das Streckmetall als Ausgangsmaterial eine Transparenz von 50% aufweist und wenn bei schlecht ausgeführter Schweißung der geschweißte Flächenanteil nur 20% der Metalloberfläche ausmacht, so ist es ausreichend, wenn

mit dem angeschweißten Streckmetall eine Oberfläche des festen Kernes von

$$\frac{30 \text{ mm}^2}{0,5 \times 0,2} = 300 \text{ mm}^2$$

bedeckt ist.

Wie das nachstehende Beispiel 2 zeigt, wird dieser Wert tatsächlich weit übertroffen.

Weitere Vorteile der erfindungsgemäß ausgebildeten Implantate gegenüber bekannten Prothesen sind insbesondere folgende: Die perforierten oder gestreckten Bleche sind handelsübliche Industrieprodukte, die in einer großen Vielfalt an Formen und Abmessungen der Perforation, an Stegbreiten zwischen benachbarten Durchbrüchen und an Ausgangs-Blechdicken hergestellt werden, wobei die Blechdicken überdies nach der Perforierung im Bedarfsfalle etwa durch Walzen oder dgl. abgeändert werden können.

Mit den in der Pulvermetallurgie üblichen Techniken können keine vollkommen gleich ausgebildeten und in vollkommener Regelmäßigkeit angeordnete Partikel erzeugt werden. Die Abmessungen der Poren, die auf diese Weise erreichbar sind, sind durch den Zufall bestimmt; es können allenfalls gewisse Grenzen festgelegt werden. Die Durchbrüche der erfindungsgemäß verwendeten Metallbleche sind hingegen untereinander praktisch völlig gleich ausgebildet und mit vollkommener Regelmäßigkeit angeordnet. Die perforierten oder gestreckten Bleche ermöglichen es daher, geschlossene Poren vollständig zu vermeiden und im übrigen im wesentlichen gleich ausgebildete Poren zu erhalten.

Die Verfahrenstechniken der Pulvermetallurgie erfordern Preßformen, Pressen, Vakuumöfen oder Öfen mit kontrollierter Atmosphäre für lange Behandlungszeiten. Im Gegensatz hierzu kann die Schweißung der Bleche mit einer Einrichtung ausgeführt werden, die sich nur wenig von der in der Zahnersatztechnik erforderlichen unterscheidet. Die perforierten Bleche können überdies einfach geformt werden durch Schmiede-Präge- oder Preßvorgänge, wie sie auch dem Zahnersatztechniker vertraut sind.

Die geschweißten Verbindungsflächen können so groß gemacht werden, wie dies im jeweiligen Einzelfall erforderlich ist.

2404214

Die Erfindung betrifft auch eine andere Verbesserung eines Implantates, welche darin besteht, daß die Außenfläche des porösen Mantels eines erfindungsgemäßen Implantates feine Partikel desselben Metalles wie das Metall des Implantates aufweist, deren Durchmesser geringer als 10 Mikrometer ist und die auf der genannten Oberfläche angeschweißt sind.

Diese Partikel erzeugen eine zusätzliche Verankerung und Reibung entlang der Außenoberfläche des porösen Mantels und vermindern so die Scherspannungen, welche auf die genannte Oberfläche wirken.

Die Erfindung betrifft weiterhin ein Verfahren zur Herstellung eines derartigen erfindungsgemäßen Implantates. Das erfindungsgemäße Herstellungsverfahren zeichnet sich dadurch aus, daß das Implantat in eine Suspension aus Äthylzellulose, Monoäthyläther des Glykols und Partikeln von Metallhydrid mit einem Durchmesser von 10 Mikrometern getaucht wird, daß das Implantat aus der Suspension herausgezogen wird und die überschüssigen Partikel entfernt werden, und daß das Implantat während 2 Stunden einer erhöhten Temperatur unter einem Druck nahe $15 \cdot 10^{-6}$ mm Hg ausgesetzt wird.

Weitere Einzelheiten, Merkmale und Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung von Ausführungsbeispielen anhand der Zeichnung.

Es zeigen:

Fig. 1 schematisch vereinfacht einen Schnitt durch ein erfindungsgemäßes Implantat

Fig. 2a, 2b, 2c, 2d, 2e und 2f ein erfindungsgemäßes Implantat für ein Tier gemäß dem Ausführungsbeispiel 1

Fig. 3a und 3b ein erfindungsgemäßes Implantat zur Wiederherstellung des Halses eines menschlichen Schenkelknochens gemäß Ausführungsbeispiel 2

Fig. 4a und 4b ein erfindungsgemäßes Implantat zur Wiederherstellung der Pfanne eines menschlichen Hüftgelenkes gemäß Ausführungsbeispiel 3.

Das in Fig. 1 dargestellte Implantat 1 besteht aus einem Kern 2 und einem porösen Mantel 3, der aus dünnen übereinanderliegenden Metallblechen 4 gebildet ist. Die Knochensubstanz 5 dringt in die Poren des porösen Mantels 3

409831/0400

2404214

ein. Das Implantat 1 ist Scherkräften F_s und Zugkräften F_z ausgesetzt.

Ausführungsbeispiel 1

Anhand dieses Ausführungsbeispiels wird die Herstellung eines Implantates aus Titan zu Versuchen mit Tieren erläutert.

Fig. 2a ist eine Darstellung des herzustellenden Implantates. Wie diese Figur zeigt, besteht das Implantat aus einem Gewindenschaft 7 mit einem von einem porösen Mantel 8 bedeckten Schaftabschnitt.

Fig. 2b ist eine vergrößerte Ansicht des Streckmetalles, aus welchem der poröse Mantel 8 ^{be}steht.

Fig. 2c zeigt einen Schnitt durch das Streckmetall gemäß Linie x-y aus Figur 2b.

Bei der Herstellung wird von einem Gewindenschaft 7 aus Titan von 3,17 mm Durchmesser und einem als Streckmetall ausgeführten Titanblech ausgegangen. Vor dem Strecken besitzt das Titanblech eine Dicke von 0,1 mm. Nach dem Strecken weisen die Maschen Rautenform auf, wobei die längere Diagonale 1,45 mm misst. Die Breite des Steges ^{ba} beträgt 0,12 mm. Die optische Transparenz beträgt 52%. Die gesamte Dicke des Bleches nach dem Streckvorgang, der eine gewisse Torsion der Stege hervorruft, beträgt 0,2 mm.

Zur Herstellung des als Implantat dienenden Metallkörpers werden der Gewindenschaft 7 und das Streckmetall zunächst sorgfältig entfettet. Das gestreckte Titanblech wird zu einem Band 9 von 12,7 mm Breite geschnitten. Der Gewindenschaft 7 wird in das Maul einer Spindel 6 eingespannt, wie in Fig. 2d veranschaulicht ist, wonach ein Ende 10 des Titanbandes 9 entlang einer Erzeugenden des zylindrischen Hüllkörpers der Schraube angeschweißt wird. Danach wird die Spindel 6 von Hand langsam weitergedreht, wobei auf das Streckmetallband 9, welches sich auf den Gewindenschaft 7 aufwickelt, eine Zugkraft ausgeübt wird. An benachbarten Linien werden Schweißstellen 11 angebracht, wie dies Fig. 2e veranschaulicht. Wenn die gewünschte Dicke erreicht und die Schweißstellen in der letzten Linie fertiggestellt sind (Fig. 2f), wird der Körper von der Spindel 6 abgenommen und mit seinem von der festen Bandwicklung gebildeten Teil in eine Suspension mit pulverförmiger

409831/0400

2404214

Titanhydrid der folgenden Zusammensetzung geteucht:

Titanhydrid	30 Gewichtsteile
Äthylcellulose in	
4%iger Terpeneol-	
lösung	30 Gewichtsteile
Monoäthyläther des	
Glykols	10 Gewichtsteile

Der Körper wird aus der Suspension herausgenommen, die überschüssige Suspension wird abgeklopft, wonach der Körper getrocknet und während 2 Stunden bei 1100°C und Unterdruck von $15 \cdot 10^{-6}$ mm Hg behandelt wird. Nach alledem wird der Gewindeschacht 7 auf die gewünschte Abmessung zurechtgeschnitten.

Ausführungsbeispiel 2

Dieses Ausführungsbeispiel veranschaulicht die Wiederherstellung des Halses eines menschlichen Schenkelknochens.

Fig. 3a zeigt eine Ansicht des fertigen Metallkörpers,

Fig. 3b einen Schnitt gemäß Linie A-A aus Fig. 3a.

Wie aus den Figuren ersichtlich ist, ist der geschmiedete Kern 12 aus Titan bedeckt mit einem porösen Mantel 13. Der poröse Mantel 13 ist durch Zugschnitte aus Titanblech als Streckmetall mit den Kennwerten 0,75-12-10 gebildet, das heißt aus Streckmetall folgender Kennzahlen:

Längendiagonale des	
Basismusters	0,75 mm
Stegbreite	0,12 mm
Anfangsdicke des	
Blech	0,10 mm
Enddicke des Streck-	
metalls	0,20 mm
Transparenz	40%.

Es werden Titanbänder zurechtgeschnitten und auf den keulenförmigen Tragkörper oder Kern 12 aufgeschweißt. Die Verwendung von acht Schichten führt zu einer Dicke des Mantels 13 von insgesamt 1,5 mm. Die Oberfläche des mit den porösen Schichten oder dem porösen Mantel 13 bedeckten Kernes 12 beträgt insgesamt etwa 40cm^2 .

409831/0400

Ausführungsbeispiel 3

Anhand dieses Ausführungsbeispiels ist die Wiederherstellung der Pfanne eines menschlichen Hüftgelenkes erläutert.

Fig. 4a zeigt die Prothese in perspektivischer Ansicht.

Fig. 4b zeigt einen Schnitt gemäß Linie A-A aus Fig. 4a.

Wie die Figuren zeigen, ist der halbkugelförmige Kern 14 mit einem porösen Mantel 15 bedeckt. In Fig. 4a ist in unterbrochenen Linien eine Prothese für den Hals des Schenkelknochens dargestellt. Es wird dasselbe Streckmetall aus Titanblech wie beim vorherigen Ausführungsbeispiel verwendet. Aus dem Streckmetall werden kreisförmige Zuschnitte hergestellt, denen durch Drücken die Halbkugel-Form gegeben wird. Diese Halbkugeln werden auf der konvexen Außenfläche des Kernes 14 übereinandergelegt und Punkt für Punkt angeschweißt. Danach wird das Werkstück in einer Suspension aus Titanhydrid getränkt, welche folgende Zusammensetzung hat:

Titanhydrid	30 Gewichtsteile
Äthylzellulose in 4%iger	
Terpineollösung	30 Gewichtsteile
Monäthyläther des Glykols	10 Gewichtsteile

Dieses Gemenge ist gemahlen bis die Titanhydridkörner einen Durchmesser von höchstens 10 Mikrometern aufweisen.

Auf das Trocknen folgt die Behandlung bei einem Unterdruck von $15 \cdot 10^{-4}$ mm Hg und bei 1100°C .

Es ist möglich, die Pfanne mit einer porösen Schicht zu versehen, um eine Plastikleiste mit Schmiereigenschaften zu befestigen.

S.A. COMPTOIR LYON-ALEMAND-LOUYOT
13 rue de Montmorency
75003 PARIS
Frankreich

12

2404214

A 34 051

den

25. Jan. 1976

Patentansprüche

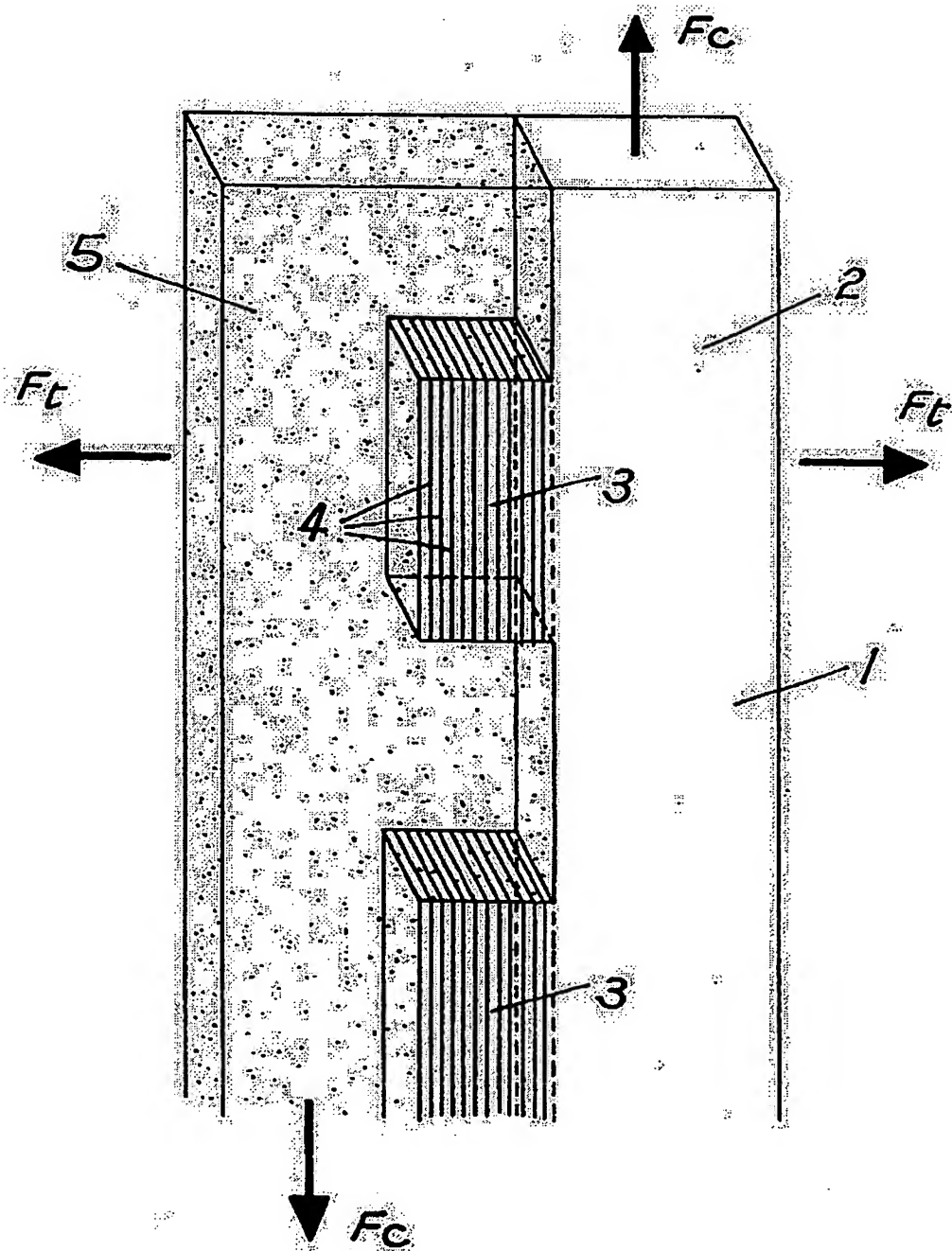
1. Zusammengesetzter, poröser Metallkörper zur Verwendung als Knochenprothese, dadurch gekennzeichnet, daß er aus einem dichten, festen Metallkern (2, 12, 14, Gewindenschaft 7) und einem auf der Oberfläche des Kerns angeschweißten porösen Mantel (3, 8, 13, 15) besteht, dessen Dicke zwischen 5 und 50% der Dicke des Kerns liegt und aus einer Mehrzahl aufeinanderliegender Schichten aus gelochtem Metallblech (4) mit einer Dicke zwischen 0,05 und 0,5 Millimetern besteht, die derart aneinander geschweißt sind, daß die Durchbrüche in den Metallblechen sich wenigstens teilweise überdecken und im Inneren des porösen Mantels (3, 8, 13, 15) Kanäle mit einem Durchmesser von wenigstens über 50 Mikrometer bilden.
2. Körper nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß der feste Kern (2, 12, 14) und der poröse Mantel (3, 13, 15) aus demselben Metall bestehen, welches aus einer Gruppe enthaltend Titan, Tantal, Titanlegierung, Tantallegerung und Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung ("Vitalium") ausgewählt ist.
3. Körper nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Kanäle gewunden verlaufen.
4. Körper nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Metallbleche (4) aus Streckmetall bestehen.
5. Körper nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die Metallbleche (4) angelassen und gewalzt sind.
6. Körper nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß der Mantel (8, 15) an seiner Außenseite rauh mit feinen Partikeln desselben Metalls wie das Metall des Körpers ausgebildet ist, deren Durchmesser geringer als 10 Mikrometer ist und die auf der genannten Außenfläche angeschweißt sind.
7. Verfahren zur Herstellung eines Körpers nach Anspruch 6, ausgehend von einem Körper insbesondere nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet,

2404214

daß der Körper in eine Suspension aus Äthylzellulose, Monoäthyläther des Glykols und Partikeln von Metallhydrid mit einem Durchmesser von 10 Mikrometern getaucht wird, daß der Körper aus der Suspension herausgezogen wird und die überschüssigen Partikel entfernt werden, und daß der Körper während 2 Stunden einer erhöhten Temperatur unter einem Druck nahe $15 \cdot 10^{-6}$ mm Quecksilbersäule ausgesetzt wird.

409831/0400

Fig 1



30d 1-01 AT: 29.01.1974 OT: 01.08.1974

409831/0400

ORIGINAL INSPECTED

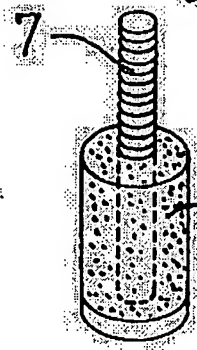


Fig-2a

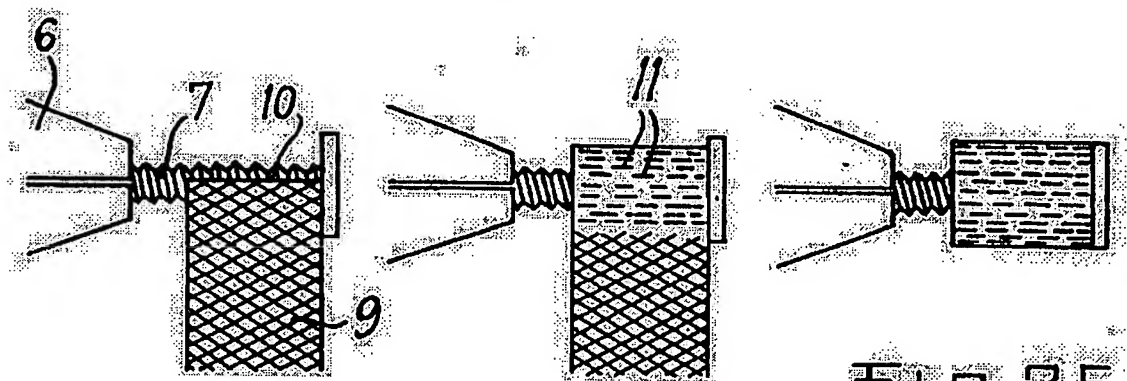


Fig-2d

Fig-2e

Fig-2f

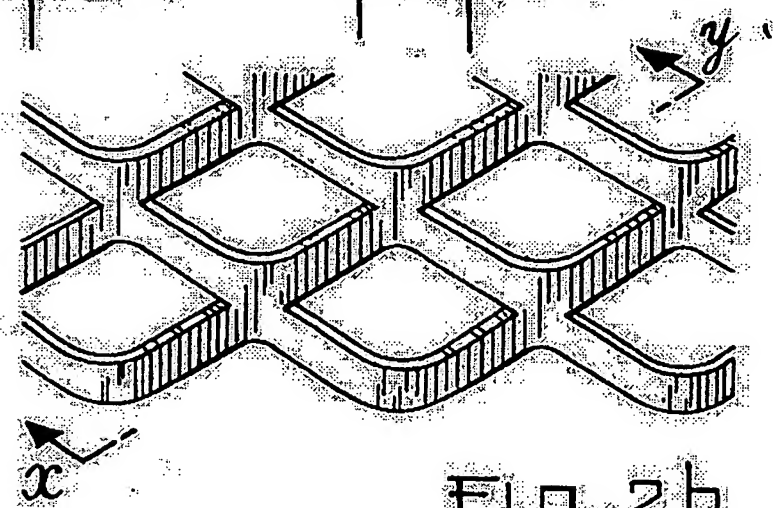


Fig-2b

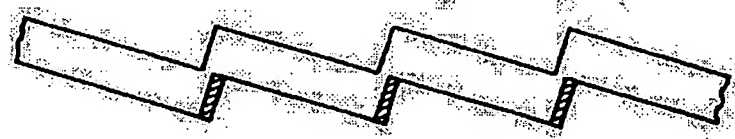


Fig-2c

2404214

FIG. 3a

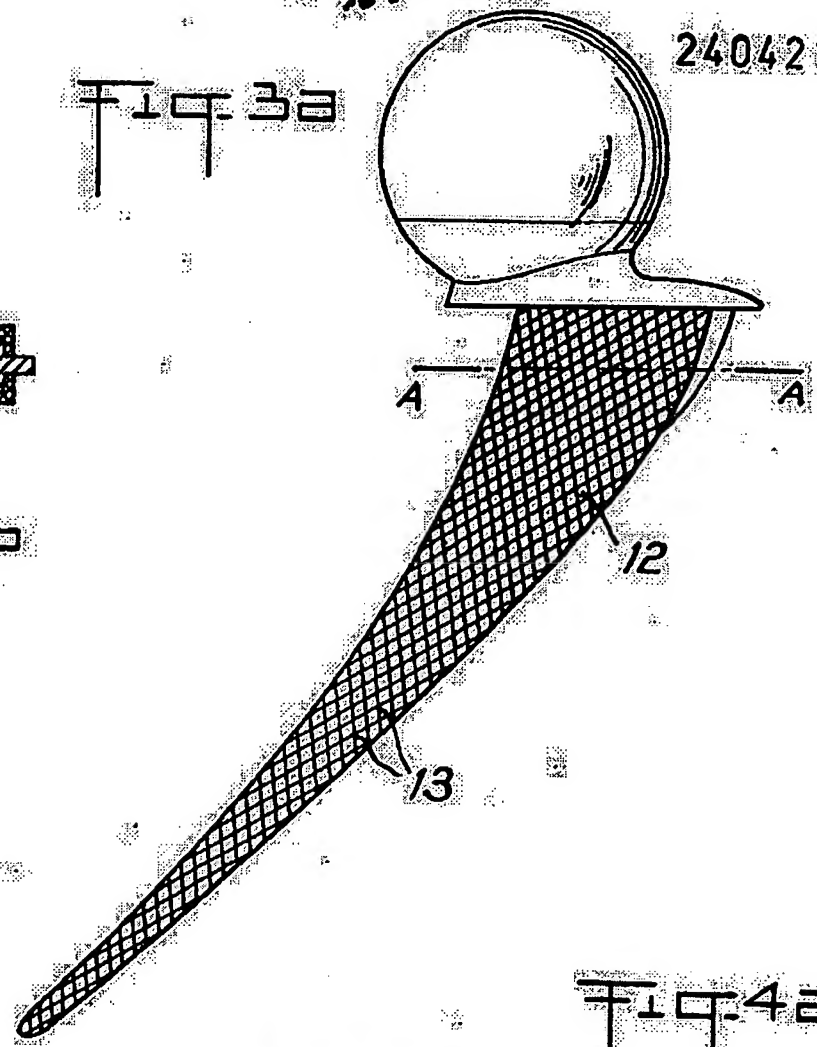


FIG. 3b

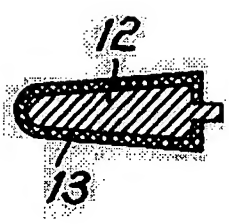


FIG. 4a

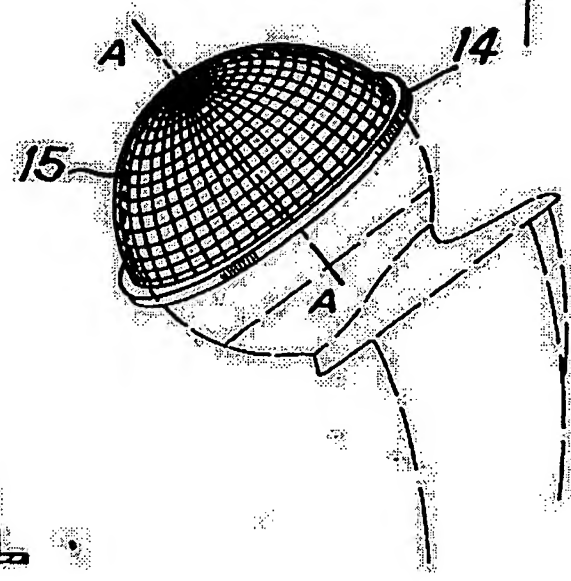


FIG. 4b

